

# Analysis of Gated SPECT Myocardial Perfusion Imaging Using Specifically Designed Dynamic Heart Phantoms

M.V. Bortule<sup>1,2</sup>, P. Calla<sup>1</sup>, E.E. Rodríguez<sup>1</sup>, P. Sanabria<sup>3</sup> and N. Aramayo<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*Instituto de Industria, Universidad Nacional de General Sarmiento.*

<sup>2</sup>*Instituto Balseiro, Universidad Nacional de Cuyo y Comisión Nacional de Energía Atómica.*

<sup>3</sup>*Instituto de Oncología Ángel H. Roffo, Comisión Nacional de Energía Atómica.*

**Abstract**— In this paper results of dynamic heart phantoms images obtained with a gated-SPECT system are presented, following the myocardial perfusion acquisition protocol with <sup>99m</sup>Tc. For the studies two models of dynamic heart phantoms were especially designed and built by the authors: one with symmetry of revolution around the long cardiac axis and another with anatomical shape. Both dynamic phantoms reproduce with realism cycles of distension-contraction and the change of ventricular volume, achieved with a mechatronic system. Characterization of the phantoms in the laboratory and validation with SPECT are presented. The obtained tomography images were analyzed using different reconstruction methods, processing, and quantification software. Results show, for the two types of phantoms, that the used analysis programs underestimate the volume of the ventricular cavity and overestimate the ejection fraction.

**Keywords**— Heart, dynamic phantom, gated-SPECT.

**Resumen**— En este trabajo se presentan resultados de la adquisición de imágenes de fantasmas dinámicos cardíacos con SPECT gatillado, usando protocolos de adquisición de un estudio de perfusión miocárdica con <sup>99m</sup>Tc. Para los estudios se usaron dos modelos de fantasmas especialmente diseñados y fabricados por los autores: uno con simetría de revolución en torno del eje largo cardíaco y otro con similitud anatómica. Ambos fantasmas dinámicos reproducen con realismo ciclos de distensión-contracción y los cambios del volumen ventricular, lo que se consigue con un sistema mecatrónico. Se presenta la caracterización de los fantasmas en el laboratorio y la validación con SPECT gatillado. Las imágenes de tomografía obtenidas se analizaron usando distintos métodos de reconstrucción y programas de procesamiento y cuantificación. Los resultados muestran, para los dos tipos de fantasmas, que los programas de análisis examinados subestiman el volumen de la cavidad ventricular y sobreestiman la fracción de eyección.

**Palabras clave**— Corazón, fantoma dinámico, SPECT gatillado.

## I. INTRODUCCIÓN

En Argentina las enfermedades cardiovasculares provocan más del 30 % de las muertes y, de acuerdo con informes de salud pública recientes, son la principal causa de mortalidad [1]. En la actualidad, existen diversas modalidades de obtención de imágenes que permiten la evaluación cardíaca tanto morfológica como funcional. Estas modalidades incluyen la tomografía computada por emisión de fotón único (SPECT), la tomografía por emisión de positrones (PET), la ecocardiografía y la resonancia magnética. En particular, se destacan los estudios de perfusión miocárdica realizados con un equipo SPECT con adquisición sincronizada con el electrocardiograma, es decir gatillada. Estos estudios permiten además de la evaluación de la irrigación del miocardio, el análisis de la motilidad y el cálculo de los volúmenes y de la fracción de eyección del ventrículo izquierdo, siendo este último dato relevante para el diagnóstico y el pronóstico [2].

Para una evaluación de estos estudios, es usual disponer de fantasmas tanto para simular la práctica médica específica como para caracterizar equipos, métodos computacionales y hacer investigación [3-8]. En consecuencia, se realiza un gran esfuerzo por desarrollar estos dispositivos. En el mercado existen diversos fantasmas destinados a emular el corazón y, ya sea que sean rígidos (estáticos: sin variación del volumen) o flexibles (dinámicos: con variación del volumen), todos son de alto costo. Debido a las dificultades para adquirir estos dispositivos, nos propusimos diseñar y fabricar nuestros propios fantasmas cardíacos dinámicos, con la condición de que permitan simular la imagen cardíaca gatillada de un estudio de perfusión SPECT. Para ello se diseñó, en primera instancia, un fantoma de tamaño anatómico y que repite fases de distensión-contracción cuando es accionado por un sistema mecatrónico, para emular con realismo los ciclos de diástole-sístole. Los detalles de este fantoma se pueden ver en la Ref. [9]. Se buscó que el fantoma pueda reproducir imágenes SPECT similares a las obtenidas en pacientes en un estudio de perfusión miocárdica normal o con defectos de perfusión [10]. Dado que el estudio de perfusión SPECT analiza en detalle el estado del ventrículo

izquierdo, solo es necesario emular esta cavidad. Los fantasmas dinámicos presentes en el mercado están fabricados con cámaras flexibles con forma de paraboloides de revolución alrededor del eje largo cardíaco [3, 4]. En nuestro caso, además de un primer prototipo análogo [9], desarrollamos un modelo antropomórfico de diseño propio para simular con mayor precisión la morfología y la motilidad ventricular.

Para la aplicabilidad de cualquiera de estos fantoma resulta indispensable conocer la manera en que evoluciona su volumen en un ciclo de distensión-contracción, como así también tener bien caracterizados los valores extremos del volumen con los que se calcula la fracción de eyección. Por tanto, una caracterización adecuada de los fantasmas es de central importancia antes de realizar experimentos de adquisición de imágenes. En este trabajo, los fantasmas fabricados se caracterizaron en el laboratorio mediante mediciones directas e indirectas de volumen.

Cada fantoma fue sometido luego a un protocolo de adquisición estándar de un estudio de perfusión miocárdica con  $^{99m}\text{Tc}$  en SPECT gatillado y se evaluó la calidad de las imágenes obtenidas como primer paso para la validación del desempeño de los modelos. Por otro lado, dado el interés demostrado por profesionales de la cardiología nuclear, se procedió a evaluar la variación de los valores de los volúmenes ventriculares sistólico y diastólico y la fracción de eyección medidos con SPECT cuando se usan distintos algoritmos de reconstrucción de imágenes, ya sea por el método de retroproyección filtrada (FBP) [11] o con un método iterativo (OSEM) [12], y cuando se recurre a distintos softwares de visualización y cuantificación de las imágenes, tales como QGS [13], Myometrix [14] y ECToolbox [15]. Estos programas aproximan el volumen de la cavidad ventricular al final de la diástole y al final de la sístole, y determinan la fracción de eyección. El uso de un fantoma dinámico permite una evaluación de los métodos de reconstrucción y de los paquetes informáticos disponibles, además de la comparación de los resultados que cada uno produce. El análisis de esta información es pertinente para mejorar los protocolos de adquisición y el procesamiento de las imágenes que se obtienen en el estudio cardiológico.

A continuación, en la Sección II se describe los fantasmas de diseño y fabricación propios, y la caracterización en el laboratorio. En la Sección III se presenta los resultados generales obtenidos con los fantasmas con distintos métodos computacionales que se usan en la práctica clínica para la reconstrucción de imágenes SPECT y para medir el volumen ventricular y la fracción de eyección. Finalmente, en la Sección IV se discute los resultados y en la Sección V se expresan algunas conclusiones.

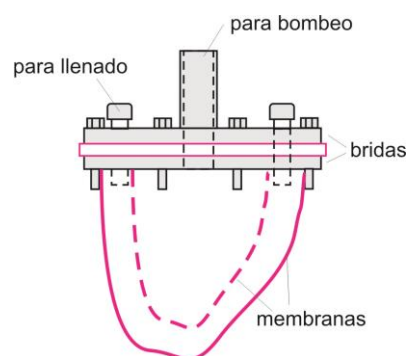
## II. MATERIALES Y MÉTODOS

Los fantasmas están diseñados para emular las imágenes nucleares cardíacas que se obtiene con SPECT gatillado y por ello solo simulan la morfología del ventrículo izquierdo. Están fabricados con dos membranas de látex formadas por deposición sobre moldes de formas predefinidas fabricados mediante impresión 3D. El volumen entre las membranas representa el miocardio. Se usó látex por ser un material que tiene elasticidad y compliancia suficientes para permitir cambios de volumen reproducibles en ciclos de distensión-contracción. Con el

método usado se consiguen membranas elásticas, con las que quedan definidas cavidades estancas.

Para definir los moldes se usaron dos procesos de diseño digital 3D, dependiendo del modelo de fantoma. Para los fantasmas que se asemejan a los disponibles en el mercado, se diseñaron moldes con forma de cuerpos de revolución. Para lograr fantasmas con semejanza anatómica, se segmentó el ventrículo izquierdo a partir de una reconstrucción 3D de un corazón [16], de manera de producir un modelo realista. A partir de la segmentación del ventrículo izquierdo, se extraen las membranas interna y externa, y se las suaviza. Tras esto, se generó un diseño 3D en formato STL que luego se usó para la fabricación de los moldes con una impresora 3D.

El fantoma queda conformado por las membranas, una dentro de la otra sin tocarse, y ambas quedan sujetas por dos bridas. La Figura 1 muestra un esquema del diseño. El espacio entre membranas se llena con una solución de  $^{99m}\text{TcO}^-$  para simular la captación del miocardio en un protocolo SPECT cardíaco. El volumen definido por la membrana interna es el que recibe aire presurizado a fin de producir un movimiento análogo al del corazón en sucesivos ciclos cardíacos [9, 10]. Una de las bridas está diseñada para permitir la carga del líquido radioactivo y la entrada de aire por bombeo al volumen definido por la membrana interna.



**Fig. 1:** Esquema del fantoma dinámico. Las bridas superior e inferior sujetan las dos membranas ubicadas una dentro de la otra. El volumen entre las membranas simula el miocardio y es el que se llena con líquido radioactivo. El volumen interior es al cual se bombea aire para generar el movimiento cardíaco.

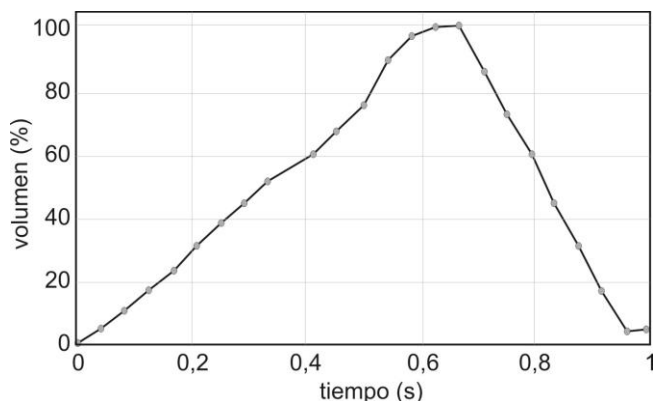
El sistema de bombeo de aire hacia el interior de la cámara que representa la cavidad endocárdica se realizó con un pistón accionado por un motor paso a paso, el cual fuerza la carrera del pistón en el interior de un tubo de acrílico. El período del ciclo es 1 segundo (equivalente a 60 latidos por minuto), del cual el 65 % corresponde a la fase diastólica y el resto, a la sistólica. El sistema mecatrónico genera una señal electrocardiográfica (ECG) necesaria para sincronizar (“gatillar”) el tomógrafo con el movimiento del fantoma. El control del motor y la generación del ECG se realizó con una placa Arduino Due [9, 10].

### A. Caracterización de los fantasmas

La caracterización de cada fantoma consistió en determinar los volúmenes extremos que alcanza la cavidad interna, y que son equivalentes a los de fin de diástole ( $V_{FD}$ ) y de fin de sístole ( $V_{FS}$ ), con la finalidad de obtener la fracción de eyección,  $FE = [(V_{FD} - V_{FS}) / V_{FD}] \times 100$ .

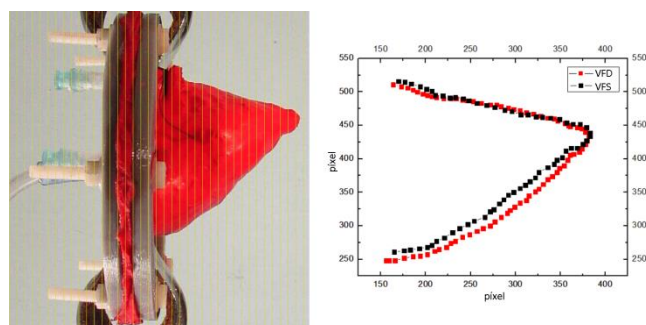
Una filmación de la posición del pistón del sistema de bombeo en un ciclo permitió corroborar que la curva de

volumen lograda sea similar a la programada y semejante a la de un paciente sano (Figura 2).



**Fig. 2:** Curva de volumen medida de un video de la oscilación del pistón del sistema de bombeo.

Una vez conocida esta curva, es necesario asociar sus valores extremos con los volúmenes del fantoma. Para esto, de una filmación del movimiento de la membrana interna del fantoma se seleccionaron los cuadros temporales correspondientes al final de diástole (100 % de la carrera del pistón) y al final de sístole (0 % de la carrera). Usando una digitalización del contorno del fantoma en esos estados extremos, se calculó con un método de integración numérica el volumen del sólido de revolución generado por los contornos. La Figura 3 muestra la digitalización de los contornos del fantoma antropomórfico en las posiciones extremas del ciclo.



**Fig. 3:** (a) Disposición experimental utilizada para filmar al fantoma antropomórfico. Se quitó la membrana externa y se filmó el movimiento de la membrana interna representativa del endocardio. (b) Digitalización del contorno de la cámara a partir de los fotogramas en los estados de fin de sístole y de fin de diástole.

Como ejemplo de la aplicabilidad de este método, para este fantoma antropomórfico se obtuvo los valores  $V_{FD} = 64,6$  ml y  $V_{FS} = 56,8$  ml, que implican una fracción de eyección  $FE = 13$  %. El valor de  $V_{FS}$  se comparó, por un lado, con el valor del volumen del molde, tal como lo determinan los programas de diseño 3D SolidWorks® y Meshmixer y, por otro, con la medición directa obtenida al llenar con agua la membrana interna. Estos últimos valores coincidieron, dentro de las incertidumbres de medición, tanto entre sí como con el calculado a partir del método de generación del sólido de revolución.

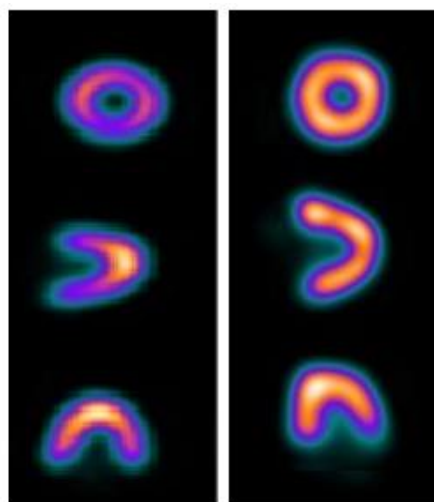
Para uno de los fantomas con membranas construidas sobre moldes generados con paraboloides de revolución, el método de integración numérica también coincidió con las mediciones directas e indirectas, y se obtuvo:  $V_{FD} = 91$  ml,  $V_{FS} = 60$  y  $FE = 34$  %.

Si bien estos fantomas se diseñaron para simular las imágenes de un corazón sano con adecuada función

sistólica ( $FE > 55$  %), los valores de FE conseguidos en esta oportunidad resultaron bajos para este objetivo. No obstante, la aptitud preliminar de los fantomas para emular el gatillado del estudio de perfusión con la técnica de SPECT quedó determinada por la observación de la reproducibilidad del movimiento cíclico de las cámaras del fantoma y por la forma realista con que el sistema mecatrónico produce la variación del volumen. Actualmente, se trabaja para ampliar el rango de FE disponibles mediante modificaciones al sistema de bombeo.

### B. Validación de los modelos

Para una validación más profunda de los fantomas se sometió cada uno a un protocolo de adquisición de imágenes estándar de un estudio de perfusión miocárdica SPECT gatillado del Instituto de Oncología Ángel H. Roffo [17] y se evaluaron las imágenes obtenidas. La Figura 4 muestra imágenes representativas de los fantomas estándar y antropomórficos cargados con  $^{99m}Tc$  con una actividad de  $500 \mu Ci$ .



**Fig. 4.** Izq. Fantoma estándar. Der. Fantoma antropomórfico. Se muestran tres cortes usuales que producen los programas de análisis de las imágenes.

Para evaluar la calidad de las imágenes, especialmente del fantoma antropomórfico, se practicó un proceso de comparación con las imágenes de un paciente sano. Se tomó el corte de eje largo vertical del fantoma y del paciente, por ser los que parecían visualmente menos similares, y se tomaron perfiles de intensidad sobre una región de interés (ROI) lineal (Figura 5).

Como las actividades de cada caso son distintas, no es viable una comparación de brillo de las imágenes. Sin embargo, estos perfiles sirven para comparar los espesores de la pared miocárdica a partir de la distancia entre los dos primeros y/o los dos últimos picos que se observan en la Figura 5. La distancia promedio en píxeles fue de 9,5 para el paciente y 8,5 para el fantoma. Los métodos computacionales toman como valor estándar un espesor de miocardio de 10 mm, equivalentes a aproximadamente 9 píxeles en estas imágenes, con lo cual, si se tiene en cuenta la variabilidad biológica y el error de medición, se puede asegurar que el espesor de miocardio del fantoma, tal como lo analiza la técnica SPECT, se corresponde con el de un paciente. Por otro lado, la distancia entre el segundo y tercer pico da una idea aproximada del volumen ventricular. Esta distancia es de 20 píxeles en el paciente y de 33

píxeles para el fantoma. Con estos valores se obtiene, próximo a la base del fantoma, un diámetro de  $(44 \pm 1)$  mm (40 píxeles), que es comparable a las dimensiones promedio de  $(46,4 \pm 5,5)$  mm al final de diástole y de  $(33,6 \pm 3,8)$  mm al final de sístole, medidas con resonancia magnética [18].

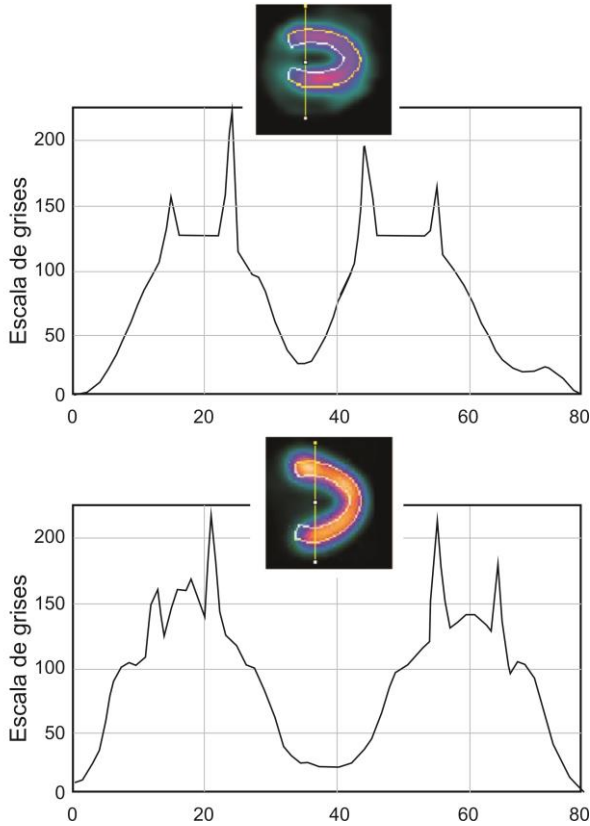


Fig. 5. Arriba. Corte ELV de una paciente sana, con el perfil de intensidades sobre la ROI. Abajo. Corte ELV del fantoma, con el perfil de intensidades sobre la ROI. ELC: eje largo vertical.

Adicionalmente, una inspección del mapa polar obtenido con SPECT gatillado evidencia la distribución del radioactivo en el espacio entre las membranas. La Figura 6 muestra el caso del fantoma antropomórfico, para el que se observa un llenado uniforme. La reconstrucción 3D muestra un ventrículo un poco grande hacia la base, lo que se debe a detalles de diseño y da retroalimentación para mejoras futuras.

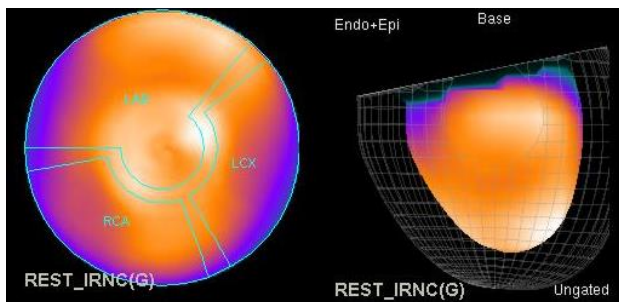


Fig. 6. Mapa polar obtenido con SPECT gatillado del fantoma antropomórfico.

Los valores de volumen medidos con el programa ECToolbox y reconstrucción OSEM fueron para este mismo fantoma:  $V_{FD} = 60$  ml y  $V_{FS} = 45$  ml, que implican una fracción de eyección  $FE = 25\%$ . Se observa que estos valores difieren de los medidos en la caracterización. Si bien hay un error en la medición de la FE en el laboratorio,

se observa una diferencia significativa entre el valor medido por el tomógrafo y el valor del laboratorio.

A partir del análisis crítico de estos resultados y el interés médico por poder cuantificar correctamente la FE, se pasó a evaluar cómo se afectan estos valores al usar distintos algoritmos de reconstrucción y distintos software de visualización de las imágenes.

III. RESULTADOS

En la Figura 7 se presenta los volúmenes del fantoma antropomórfico al final de diástole y al final de sístole obtenidos usando distintos métodos de reconstrucción y software de procesamiento.

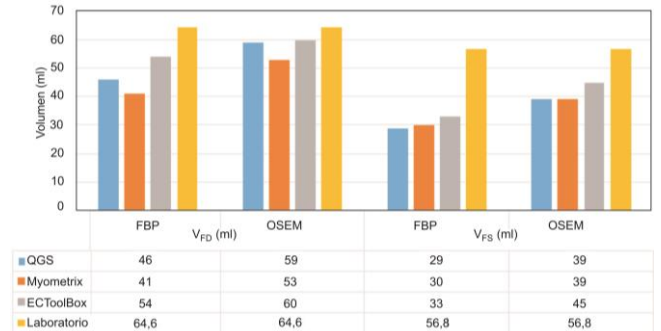


Fig. 7. Volúmenes de fin de diástole ( $V_{FD}$ ) y de fin de sístole ( $V_{FS}$ ) del fantoma antropomórfico al analizar las imágenes con diferentes algoritmos de reconstrucción y software de visualización.

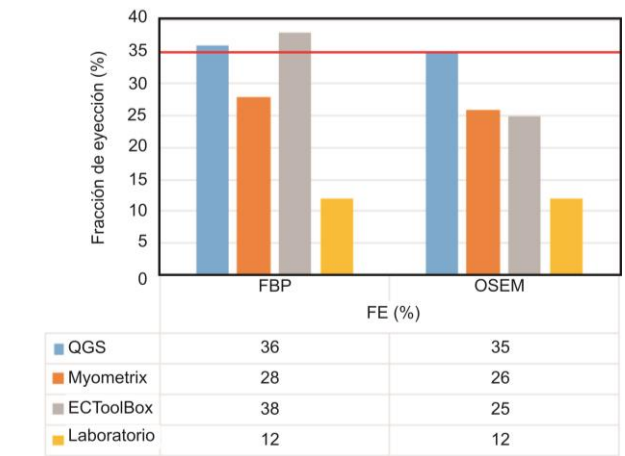


Fig. 8. FE medidos con distintos métodos y software, para el fantoma antropomórfico. La línea roja marca el límite donde cambia la estratificación por FE.

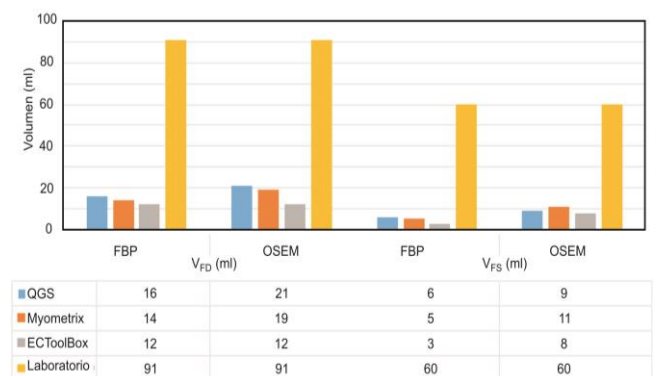


Fig. 9. Volúmenes de fin de diástole ( $V_{FD}$ ) y de fin de sístole ( $V_{FS}$ ) del fantoma estándar al analizar las imágenes con diferentes algoritmos de reconstrucción y software de visualización.



En el caso de la reconstrucción OSEM se utilizaron 4 subgrupos de datos y 10 iteraciones, con un filtro Butterworth (orden 10, frecuencia de corte 0,7). Los datos están comparados con los valores de laboratorio. En la Figura 8 se muestra la FE derivada de los valores de la Figura 7 y se indica, con la línea roja, el límite en el que cambia la estratificación de riesgo.

El mismo análisis se realizó para el fantoma de geometría estándar, de menor volumen. Los resultados se presentan en las Figuras 9 y 10.

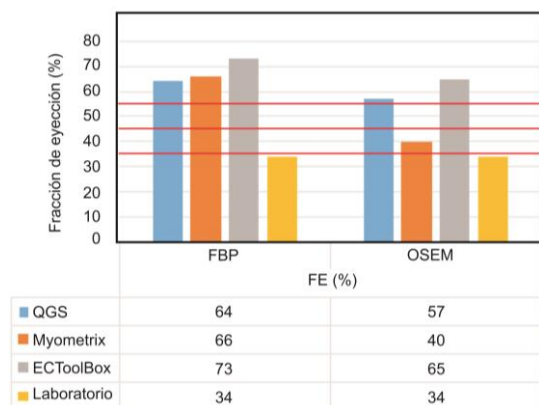


Fig. 8. FE medidos con distintos métodos y software, para el fantoma estándar. Las líneas rojas marcan los límites de estratificación por FE.

#### IV. DISCUSIÓN

Al comparar los valores obtenidos en el estudio tomográfico y los valores de laboratorio, se observa una mayor similitud en los casos en que se reconstruye con OSEM que cuando se utiliza FBP. Como consecuencia, la FE obtenida al utilizar métodos iterativos es más parecida al valor de laboratorio que en el caso en que se utiliza FBP. No obstante, se observan casos en los que  $V_{FS}$  está subestimado con respecto al real en más del 40 %. En cuanto al desempeño de los programas de procesamiento con los datos de un mismo tipo de reconstrucción, se observa que el que produce resultados que más se asemejan a los valores de laboratorio es ECToolbox, para los dos algoritmos de reconstrucción. Se observa, igualmente, que los valores de  $V_{FS}$  y  $V_{FD}$  están subestimados, mientras que la FE queda sobreestimada, para ambos fantomas, siendo estos efectos mayores en el fantoma simétrico que tiene menor volumen (ver Figura 9 y Figura 10). Estas discrepancias siguen la misma tendencia que las informadas en otros estudios con fantomas [19]. Luego de ECToolbox, el que mejor aproxima es Myometrix, excepto con  $V_{FD}$ , que es mejor aproximado por QGS. Si bien QGS aparece como el que globalmente peor aproxima en este caso particular, tiene la ventaja de que muestra los contornos que utiliza para calcular los volúmenes, permitiendo identificar errores de manera rápida, además de que la demarcación de contornos para determinar los volúmenes es automática, lo cual minimiza errores del operador. En cuanto a ECToolbox, resultó mejor en todos los casos salvo en la determinación de FE con FBP, pero al ser dependiente del operador necesita que las regiones de los contornos se marquen manualmente. Se han observado diferencias del orden de un 30 % en los valores de FE obtenidos por distintos operadores.

Es importante destacar que, en este caso en particular, la estratificación por FE del fantoma antropomórfico debería corresponder a “deterioro severo” (FE < 35 %), mientras que resulta “deterioro moderado” (ver Figura 8). En el caso del fantoma con geometría estándar y FE de 34 % compatible con “deterioro severo”, le correspondió una FE que prescribiría un “caso normal” (ver Figura 10), excepto para el caso del Myometrix reconstruido con OSEM, que da una FE correspondiente a un paciente con “deterioro moderado”. Esto pone en evidencia la importancia de realizar una valoración de todo el conjunto de datos obtenidos por el SPECT cardíaco y de complementar con otros estudios para un análisis completo del fantoma.

#### V. CONCLUSIONES

Se presentó la validación de fantomas cardíacos dinámicos de desarrollo propio para simular imágenes gatilladas de estudios de perfusión miocárdica SPECT gatillados. Los fantomas presentan algunas ventajas competitivas, tales como el bajo costo de producción, su portabilidad, junto con la accesibilidad local para investigación, pruebas de desempeño de equipos y de métodos, y posibles estudios multicéntricos, entre otras.

La validación consistió en una inspección visual inicial de las imágenes, complementada con un análisis cuantitativo a partir de la comparación de perfiles de intensidad sobre una misma ROI cercana a la base en un corte de eje largo vertical del fantoma y de un paciente. Se obtuvo un espesor de pared compatible con el valor que suponen los métodos de reconstrucción, y se obtuvo un diámetro de la cavidad ventricular izquierda de  $(44 \pm 1)$  mm en la base, similar a los valores medidos con resonancia magnética [18].

En cuanto al experimento de comparación entre distintos métodos de reconstrucción y software de visualización, se evidenció que con el método iterativo OSEM se obtienen valores de volúmenes y fracción de eyección más cercanos a los obtenidos en el laboratorio que cuando se usa FBP. No obstante, la FE es sobreestimada hasta en un 100 % respecto del valor del laboratorio y los volúmenes son subestimados en todos los casos analizados.

Si se compara la FE obtenida entre los tres softwares de estudio (Myometrix, ECToolbox y QGS), se observa una variabilidad intersoftware máxima de 10 %, lo cual coincide con lo reportado en la bibliografía para FE mayores [20]. El software que más se aproxima al valor del laboratorio, para ambos métodos, es Myometrix, el cual a la vez aparece como el menos dependiente del método de reconstrucción. En cualquier caso, se necesita contar con datos estadísticos a partir del uso de fantomas con mayores FE, para lo que se está trabajando.

#### AGRADECIMIENTOS

MVB agradece al Instituto Balseiro (CNEA-UNCuyo) por una beca y a UNGS por su hospitalidad durante una estadía para desarrollar este trabajo. PC agradece a UNGS por una beca en el período del desarrollo de este trabajo. Autoras y autores agradecen al Servicio de Medicina Nuclear del Instituto de Oncología Ángel H. Roffo por el uso del SPECT-CT GE Infinia Hawkeye 4. Este trabajo se realizó como parte del proyecto de investigación y desarrollo IDEI-UNGS 30/4105.

## REFERENCIAS

- [1] Datos del Ministerio de Salud y Desarrollo Social de la República: <http://www.deis.msal.gov.ar/wp-content/uploads/2018/07/Natalidad-Mortalidad-2016-SintesisNro3.pdf>.
- [2] G. G. Berman, D. Clinical gated SPECT. Blackwell Futura, 2006.
- [3] J. Visser, et al., A realistic 3D gated cardiac phantom for quality control of gated myocardial perfusion SPECT: the Amsterdam gated (AGATE) cardiac phantom. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 31, 2003.
- [4] Dynamic cardiac phantom. Tissue simulation and phantom technology. URL <http://www.cirsinc.com>.
- [5] S. Khan, Design of a dynamic cardiac MR phantom for the evaluation of cardiac MR systems. *International Congress Series*, 1165-1170, 2003.
- [6] K. Matusiak, M. Wasilewska-Radawska, A. Stepien, Dynamic heart phantom for the quality control of spect equipment. Associazione Italiana di Fisica Medica, 2008. URL <http://intl.elsevierhealth.com/journals/ejmp>.
- [7] Dynamic multi-modality heart phantoms. Shelley medical g technologies. URL <http://www.simutec.com>.
- [8] B.I. Medizintechnik, Dynamic heart phantom. Art.-No. 590.01.07, 2012. URL <http://www.bsi-schoeppy.de>.
- [9] P. Calla, N. Vargas. E.E. Rodríguez, P. Sanabria, P. Yapura, N. Aramayo, Simulador cardíaco dinámico para estudios de medicina nuclear, *Revista Argentina de Ingeniería*, 13 (7):101-108, 2019.
- [10] M.V. Bortule. Tesis de Maestría en Física Médica, Instituto Balseiro (2018), inédito.
- [11] Por ejemplo, ver: [http://www.desy.de/~garutti/LECTURES/BioMedical/Lecture7\\_ImageReconstruction.pdf](http://www.desy.de/~garutti/LECTURES/BioMedical/Lecture7_ImageReconstruction.pdf)
- [12] H. Hudson, R. Larkin, Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE transactions on medical imaging*, 13, 601-609, 1994.
- [13] G. Germano, P.B. Kavanagh, P.J. Slomka, S.D. Van Kriekinge, G. Pollard, D.S. Berman, Quantitation in gated perfusion SPECT imaging: the Cedars-Sinai approach. *J. Nucl. Cardiol.*, 14 (4):433-54, 2007.
- [14] MyoMetrix White Paper. GE Medical Systems, 2006.
- [15] E.V. Garcia, T.L. Faber, C.D. Cooke, R.D. Folks, J. Chen, C. Santana, The increasing role of quantification in clinical nuclear cardiology: the Emory approach. *J. Nucl. Cardiol.*, 14 (4):420-32, 2007.
- [16] Embodi3D: The Biomedical 3D Printing Community. URL <https://www.embodi3d.com/top-10-stl-files-of-human-heart-anatomy-models-for-medical-3d-printing/>.
- [17] General Electric Healthcare. Manual de Xeleris, 2006.
- [18] S. Kaul, Measurement of normal left heart dimensions using optimally oriented MR images. *Rev. Esp. Med. Nucl.*, 146, 75-79, 1985. URL <http://www.ajronline.org>.
- [19] F. Hedeer, et al., Gated myocardial perfusion SPECT underestimates left ventricular volumes and shows high variability compared to cardiac magnetic resonance imaging - a comparison of four different commercial automated software packages. *Rev. Esp. Med. Nucl.K* 10, 2010. URL <http://www.biomedcentral.com/1471-2342/10/10>.
- [20] M. Shojaeifard, et al., Comparison of gated SPECT myocardial perfusion imaging with echocardiography for the measurement of left ventricular volumes and ejection fraction in patients with severe heart failure. *Res. Cardiovasc. Med.*, 5 (1): e29005, 2016.